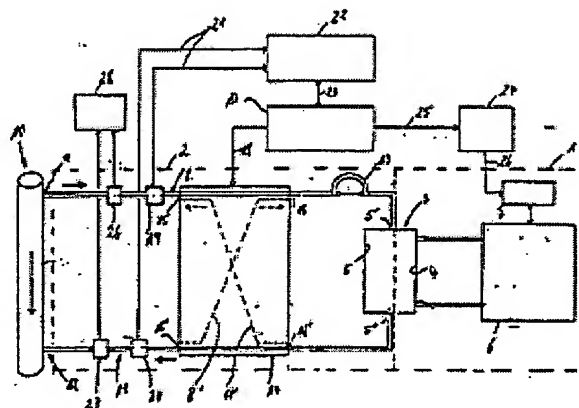


Haemodynamic parameter measurement equipment for extracorporeal blood circulation appts.**Patent number:** DE19528907**Publication date:** 1996-11-07**Inventor:****Applicant:** FRESenius AG (DE)**Classification:****- international:** A61M1/36; A61B5/14; G01N29/02; G01N29/18**- european:** A61M1/36C7, A61M1/36C, A61M1/36C8**Application number:** DE19951028907 19950805**Priority number(s):** DE19951028907 19950805**Also published as:**

US5830365 (A)

Abstract of DE19528907

The measurement equipment is connected to arterial and venous branches (8,11) of the circulation (2) serving a dialysis machine (3). The flow is reversible by a switching device (14) so that normally the arterial branch feeds the arterial portion (9) of a fistula (10) while the venous branch feeds the venous portion (12). Physical or chemical characteristics of the blood in the venous branch are varied by a dispenser (24) of indicator solution, and characteristics of blood in the respective branches are measured by ultrasonic concentration sensors (19,20). The recirculation fractions are calculated by a memory and computing unit (22) giving the value of the cardiopulmonary recirculation.

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

Haemodynamic parameter measurement equipment for extracorporeal blood circulation appts.

Description of DE19528907

Die Erfindung geht aus von einer Vorrichtung zur Ermittlung hämodynamischer Parameter während einer extrakorporalen Blutbehandlung, wie sie aus der US 5312550 bekannt ist, und umfasst auch die Verwendung einer solchen Vorrichtung.

Bei Verfahren der chronischen Blutreinigungstherapie, wie Hämodialyse, Hämofiltration und Hämodiafiltration, wird Blut über einen extrakorporalen Kreislauf geleitet. Als Zugang zum Blutgefäßssystem wird häufig operativ eine arteriovenöse Fistel angelegt. Ebenso ist der Einsatz eines Implantats möglich. Wenn nachfolgend von dem Begriff "Fistel" die Rede ist, wird darunter jede Art der Verbindung zwischen einer Vene und einer Arterie des Patienten verstanden, wobei mit dem arteriellen Teil der Fistel der stromaufwärts gelegene und dem arteriellen Kreislaufsystem näher liegende, und mit dem venösen Teil der stromabwärts gelegene und dem venösen Teil des Kreislaufsystems näher liegende Abschnitt der Fistel bezeichnet wird.

Der Blutfluss in der Fistel wird nur während der eigentlichen Dialysebehandlung benutzt. Im dialysefreien Zeitraum entspricht der Blutfluss einem funktionellen links/rechts-Shunt, bei dem ein Anteil des arteriellen Blutes aus dem Herzminutenvolumen (HMV) unter Umgehung einer peripheren Nutzung im Shunt direkt dem venösen System und dem Herzen zugeführt wird. Der Fistelfluss (Q_{fi}) rezirkuliert über Herz und Lungen. Da der Fistelfluss die Peripherie umgeht, unterliegt er auch keiner peripheren Blutdruckregulation. Der systemische Blutfluss durch die periphere Zirkulation (Q_{sys}) sinkt um den Anteil des Fistelflusses ($Q_{sys} = HMV - Q_{fi}$), wenn nicht das Herzminutenvolumen entsprechend kompensatorisch ansteigt. Ein derartiger kompensatorischer Anstieg des Herzminutenvolumens tritt infolge des erhöhten Fistelflusses meist auf und führt zu einer erhöhten Kreislaufbelastung des Patienten nicht nur während der Hämodialysebehandlung.

Der fraktionelle Anteil des Fistelflusses am Herzminutenvolumen wird als kardiopulmonäre Rezirkulation definiert.

EMI2.1

Die kardiopulmonäre Rezirkulation (CPR) hat nicht nur Auswirkungen auf die Kreislaufbelastung des Patienten insgesamt, sondern hat auch Auswirkungen auf die Effizienz der Dialyse. Da das dialysierte Blut aus dem extrakorporalen Kreislauf unter Umgehung der systemischen Kreislaufgebiete dem venösen Rückstrom aus dem grossen Körperkreislauf beigemischt wird, kommt es zu einer systematischen Reduktion in der Konzentration dialysierbarer Bestandteile im arteriellen Blut (D. Schneditz et al.: Cardiopulmonary recirculation during hemodialysis. *Kidney Int.* 42: 1450-1456, 1992). Insofern ist Grösse und Kenntnis der kardiopulmonären Rezirkulation von Bedeutung.

Für die Funktionsfähigkeit der Fistel ist deren Perfusion von Bedeutung. Sinkt der Fistelfluss (Q_{fi}) unter einen kritischen Wert, dann steigt das Risiko einer Fistelthrombose mit dem möglichen Verlust des Gefässzuganges (W. Bay et al.: Color flow Doppler predicts PTFE graft failure. *J. Am. Soc. Nephrol.* 5: 407, 1994), was in der Dialysebehandlung eine erhebliche Komplikation darstellt.

Ist der Fistelfluss während der Hämodialysebehandlung unzureichend und kleiner als der extrakorporale Blutfluss (Q_b), kommt es zur lokalen Fistelrezirkulation, wobei eine Fraktion des dialysierten und mit der venösen Blutleitung zur Fistel zurückgeführten Blutes über die arterielle Blutleitung dem Dialysator oder Filter wieder zugeführt wird. Die (lokale) Fistelrezirkulation bewirkt eine bedeutende Verminderung der Dialyseeffizienz (F. Gotch: "Models to predict recirculation and its effect on treatment time in single-needle dialysis" First Int. Symposium on Single-Needle Dialysis, Hrsg.: S. Rignoir, R. Vanholder und P. Ivanovich, Cleveland, ISAO Press, 1984, Seite 47-62). Sie ist bei hohen extrakorporalen Blutflüssen naturgemäss häufig anzutreffen.

Auf Grund ihrer klinischen Bedeutung sind eine Reihe von Verfahren zur Messung der Rezirkulation und des Fistelflusses bekannt. Diese Verfahren beruhen auf manueller Injektion eines Indikators und auf Manipulation der Dialyseapparatur. Aus EDTNA-ERCA Journal 19,6 (1993) ist hingegen ein als Thermomodulation bezeichnetes Verfahren zur Rezirkulationsmessung bekannt, bei dem eine Behandlungsvariable als Indikator eingesetzt wird und bei dem die Messung der Rezirkulation daher automatisch mit der Dialysevorrichtung durchgeführt werden kann. Bei dem bekannten Verfahren wird ein

kurzzeitiger Temperaturabfall im Dialysierflüssigkeitskreislauf initiiert, der sich auf den venösen Kreislauf überträgt. Dieses Verfahren erfasst in seiner bekannten Ausführungsform die Summe aus lokaler Fistelrezirkulation und kardiopulmonärer Rezirkulation. Mit einem venösen Temperaturfühler wird der Temperatur-Peak aufgenommen, zeitlich integriert und nachfolgend mit dem im arteriellen Messfühler registrierten Temperaturverlauf verglichen. Das Verhältnis der beiden Temperatur-Integrale zueinander ist ein Mass für die gesamte Effizienzminderung der Dialysebehandlung durch Fistel- und kardiopulmonäre Rezirkulation und wird nachfolgend mit Rezirkulationsfraktion (R) bezeichnet. Die Messung der kardiopulmonären Rezirkulation (CPR) und des klinisch besonders interessanten Fistelflusses (Qfi) bereiten jedoch technische Schwierigkeiten.

Eine Vorrichtung zur Ermittlung hämodynamischer Parameter während einer extrakorporalen Blutbehandlung ist ferner aus der eingangs erwähnten US 5,312,550 bekannt. Bei der extrakorporalen Blutbehandlung gelangt Blut über den arteriellen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs, der mit einem Teil der Fistel in Fluidverbindung steht, in einen Dialysator und wird über den venösen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs, der mit dem anderen Teil der Fistel in Verbindung steht, zurückgeführt. Im venösen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs ist ein Anschluss für eine Injektionseinrichtung vorgesehen, die es erlaubt, eine die Bluteigenschaften verändernde Substanz in den venösen Zweig zu injizieren. Im arteriellen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs befindet sich eine Messeinrichtung, mit der sich eine Veränderung der physikalischen Eigenschaft des Blutes detektieren lässt, die auf eine Rezirkulation in der Fistel zurückzuführen ist.

Nach der Definition der kardiopulmonären Rezirkulation (CPR) werden Informationen über das Herzminutenvolumen und den Fistelfluss benötigt. Bei einem bekannten Verfahren zur Bestimmung des Herzminutenvolumens wird in die venöse Leitung des extrakorporalen Kreislaufs eine Indikatorlösung injiziert, und die Verdünnungskurve wird in der arteriellen Blutleitung gemessen (D. Schneditz et al.: "Kontinuierliche Blutvolumenmessung im extrakorporalen Kreislauf mit Ultraschall" Nieren- und Hochdruckkrankheiten 20: 649-652, 1991). Das Herzminutenvolumen wird dann aus der Dilutionskurve ermittelt. Zur Aufnahme der Dilutionskurve wird bei dem bekannten Verfahren von einem Ultraschallmesssystem Gebrauch gemacht, welches an der arteriellen Leitung des extrakorporalen Kreislaufs angebracht ist. Zur Bestimmung des Fistelflusses (Q) erfolgt eine Dilutionsmessung nach Vertauschen der arteriellen und venösen Blutleitung an der Fistel, wodurch Fistelrezirkulation erzwungen wird, und Injektion der Indikatorlösung. Die Rezirkulation bei vertauschter Anordnung der arteriellen und venösen Leitungen an der Fistel wird im folgenden als "erzwungene Fistelrezirkulation" bezeichnet.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung zu schaffen, die es erlaubt, hämodynamische Parameter während einer extrakorporalen Blutbehandlung mit hinreichender Genauigkeit ohne manuelle Eingriffe auf einfache Weise zu ermitteln und ein Verfahren zum Betreiben einer extrakorporalen Blutbehandlungsvorrichtung anzugeben, das es ermöglicht, hämodynamische Parameter während der Blutbehandlung mit hinreichender Genauigkeit zu bestimmen.

Diese Aufgabe wird mit dem Gegenstand des Patentanspruchs 1 gelöst.

Bei der beanspruchten Vorrichtung beruht die Ermittlung hämodynamischer Parameter auf zwei kurz aufeinanderfolgenden Rezirkulationsmessungen, die mittels der Vorrichtung automatisch vor und nach der Umkehrung des Blutflusses im extrakorporalen Kreislauf durchgeführt werden. Es werden die Rezirkulationsfraktionen (R) und extrakorporalen Blutflüsse (Qb) bei normaler (Rn, Qb, n) und umkehrter (Rx, Qb, x) Flussrichtung im gesamten oder auch nur in Teilen des extrakorporalen Kreislaufs bestimmt und gespeichert. Unter der Annahme, dass sich der Fistelfluss und das Herzminutenvolumen während der Beobachtungszeit nicht wesentlich ändern, kann die kardiopulmonäre Rezirkulation dann aus den gespeicherten Werten der Rezirkulationsfraktionen (Rn, Rx) und der Blutflüsse (Qb, n, Qb, x) mit hinreichender Genauigkeit berechnet werden.

Die Vorrichtung zur Ermittlung hämodynamischer Parameter kann in die bekannten Hämodialysevorrichtungen integriert werden, wobei auf bereits vorhandene Komponenten, über die die bekannten Hämodialysevorrichtungen bereits verfügen, zurückgegriffen werden kann.

Die beanspruchte Vorrichtung weist eine Messeinrichtung zur Bestimmung einer physikalischen oder chemischen Kenngrösse des extrakorporalen Blutes auf, die im arteriellen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs, d. h. in dem Zweig, in dem Blut vom Patienten zum Dialysator oder Filter der Blutbehandlungsvorrichtung fließt, angeordnet ist. Ferner weist die Vorrichtung eine Einrichtung zum Verändern der physikalischen oder chemischen Kenngrösse des Blutes im venösen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs, d. h. in dem Zweig, in dem Blut vom Dialysator oder Filter zum Patienten fließt und eine Einrichtung zum Umkehren des extrakorporalen Blutflusses auf. Die Einrichtung zum Umkehren des Blutflusses ist derart ausgebildet, dass nach deren Betätigung der arterielle Zweig des extrakorporalen Kreislaufs mit dem venösen, stromabwärts gelegenen Teil der Fistel in Fluidverbindung

steht und der venöse Zweig des extrakorporalen Kreislaufs mit dem arteriellen, stromaufwärts gelegenen Teil der Fistel in Fluidverbindung steht.

Die automatische Steuerung des Messablaufs erfolgt durch eine Steuereinheit, die mit der Einrichtung zum Verändern der physikalischen oder chemischen Kenngrösse und der Einrichtung zum Umkehren des Blutflusses derart gekoppelt ist, dass die Änderung der physikalischen oder chemischen Kenngrösse im arteriellen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs, die auf die erzwungene Änderung der physikalischen oder chemischen Kenngrösse im venösen Zweig zurückzuführen ist, vor und nach der Umkehrung des Blutflusses im extrakorporalen Kreislauf messbar ist. Die gewonnenen Messwerte werden in einer Speicher- und Recheneinheit erfasst. In der Speicher- und Recheneinheit werden aus der ihrer Grösse nach bekannten Änderung der physikalischen oder chemischen Kenngrösse im venösen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs und der gemessenen Änderung der physikalischen oder chemischen Kenngrösse im arteriellen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs die Rezirkulationsfraktionen bei normalem und umgekehrtem Blutfluss berechnet und gespeichert. Die Rezirkulationsfraktion berechnet sich durch die Bildung des Quotienten aus der Änderung der physikalischen oder chemischen Kenngrösse im Einstrom und Ausstrom des extrakorporalen Kreislaufs. Dabei ist nicht relevant, ob die Änderung der physikalischen oder chemischen Kenngrösse im arteriellen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs auf eine lokale Fistelrezirkulation, eine erzwungene Fistelrezirkulation oder eine kardiopulmonäre Rezirkulation zurückzuführen ist.

Aus der gespeicherten Rezirkulationsfraktion bei normalem Blutfluss und der gespeicherten Rezirkulationsfraktion bei umgekehrtem Blutfluss wird in der Speicher- und Recheneinheit dann die kardiopulmonäre Rezirkulation ermittelt.

Die Unteransprüche sind auf Ausführungsarten der Erfindung gerichtet.

Wenn die Änderung der physikalischen oder chemischen Kenngrösse im venösen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs ihrer Grösse nach bekannt ist, ist nur eine Messeinrichtung zum Messen der physikalischen oder chemischen Kenngrösse im arteriellen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs notwendig. In einer vorteilhaften Ausführungsform ist eine weitere Messeinrichtung zum Messen der physikalischen oder chemischen Kenngrösse im venösen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs vorgesehen. Mit dieser Messeinrichtung kann die Änderung der physikalischen oder chemischen Kenngrösse im venösen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs ihrer Grösse nach erfasst werden.

Die Rezirkulationsmessungen können bei normalem und umgekehrtem Blutfluss mit bekannten Messverfahren durchgeführt werden. So kann die Bestimmung der Rezirkulation durch Zugabe einer Indikatorlösung, die in den extrakorporalen Kreislauf injiziert wird, erfolgen. Als Indikatorlösung kann z. B. eine temperierte, isotone Kochsalzlösung Verwendung finden, die sich von Blut in ihren akustischen Eigenschaften unterscheidet. Alternativ ist es aber auch möglich, mittels der Einrichtung zum Verändern der physikalischen oder chemischen Kenngrösse eine kurzzeitige Temperaturänderung, vorzugsweise einen Temperaturabfall, im Dialysierflüssigkeitskreislauf zu erzeugen, der sich auf den venösen Blutrücklauf überträgt und infolge der Rezirkulation zu einer Temperaturänderung im arteriellen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs führt.

Bei der Ausführungsform, bei der die Rezirkulationsfraktion mit einem Temperatur-Bolus im venösen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs infolge einer erzwungenen Temperaturänderung im Dialysierflüssigkeitskreislauf bestimmt wird, ist ein Temperaturfühler im venösen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs zur Bestimmung der Grösse des initiierten Temperatursprungs und ein Temperaturfühler im arteriellen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs zur Bestimmung der resultierenden Temperaturänderung vorgesehen.

Bei der Ausführungsform, bei der eine Indikatorlösung, die sich in ihren akustischen Eigenschaften vom Blut unterscheidet, dem extrakorporalen Kreislauf zugegeben wird, erfolgt die Erfassung der physikalischen oder chemischen Kenngrösse vorteilhafterweise mit einer Ultraschall-Messeinrichtung, die eine auf die Konzentrationsänderung der Indikatorlösung zurückzuführende Änderung der Ausbreitungsgeschwindigkeit von Ultraschall im Blut entsprechend H. Heimel et al., AT-Patent 380339 "Verfahren und Vorrichtung zur Untersuchung von Flüssigkeitseigenschaften", 1983, erfasst. Da die Ausbreitungsgeschwindigkeit von Ultraschall in Blut von der Kompressibilität und Dichte des Mediums abhängt, ist die Messung der Massendichte nach einem anderen bekannten Verfahren eine mögliche Variante der Messeinrichtung (O. Kratky et al., "Dichtemessung an Flüssigkeiten und Gasen auf 10⁻⁶ g/cm bei 0.6 cm³ Probenvolumen" Z. Angew. Physik 27: 273-277, 1969).

Allgemein können bei Verwendung von Indikatorlösungen, die in Abhängigkeit ihrer Konzentration die optischen Eigenschaften von Blut im sichtbaren, infraroten und ultravioletten Spektralbereich verändern, vorzugsweise die Extinktions- bzw. Reflexionseigenschaften des Blutes in der arteriellen und venösen

Leitung zur Konzentrationsmessung herangezogen werden. Bei Verwendung von Indikatorlösungen, die in Abhängigkeit ihrer Konzentration die elektrischen Bluteigenschaften verändern, wird vorzugsweise die Leitfähigkeit des Blutes in der arteriellen und venösen Blutleitung zur Konzentrationsmessung verwendet.

Bei der manuellen Injektion einer Indikatorlösung erweist sich die Dosierung und Temperierung der Lösung als problematisch. Ferner besteht die Gefahr der Verwechslung der Lösung und der Kontamination. Anstelle einer Injektion einer bekannten Menge einer Indikatorlösung direkt in das venöse Schlauchsystem wird bei einer besonders vorteilhaften Ausführungsform der Erfindung Dialysat durch Rückfiltration über den Dialysator in den extrakorporalen Kreislauf infundiert. Hierzu ist die Einrichtung zum Verändern der physikalischen oder chemischen Kenngrösse derart ausgebildet, dass der hydrostatische Druck im Dialysierflüssigkeitsteil der Blutbehandlungsvorrichtung kurzzeitig erhöht werden kann, so dass eine vorbestimmte Menge von Dialysat durch Rückfiltration in den extrakorporalen Kreislauf eingebracht wird. Bei Dialysevorrichtungen mit volumetrischer Bilanzierung wird der Dialysatrückfluss aus dem Dialysator kurzzeitig verringert oder unterbrochen, so dass ein hydrostatischer Druckanstieg im Dialysierflüssigkeitsteil auftritt. Vorzugsweise werden in den Dialysevorrichtungen Dialysatoren mit entsprechenden Adsorptionseigenschaften für Pyrogene verwendet, so dass das Injektionsvolumen steril ist. Die Zusammensetzung und Temperatur der Indikatorlösung entspricht der des Dialysats, welche bei den bekannten Blutbehandlungsvorrichtungen maschinenseitig überwacht werden. Die Menge und die Pulsform ergibt sich aus der Bilanzierung des Dialysatflusses. Bei Verwendung von high-flux-Dialysatoren mit kleinem Ultrafiltrationskoeffizienten werden Injektionsvolumina mit einer Rate von bis zu 10 ml/sec erreicht.

Die Flussumkehr im extrakorporalen Kreislauf kann in Teilen des extrakorporalen Kreislaufs oder im gesamten Kreislauf erfolgen. Zur Flussumkehr nur in Teilen des extrakorporalen Kreislaufs findet vorteilhafterweise eine nach Art einer Doppelweiche ausgebildete Schalteinrichtung Verwendung, die in beiden Zweigen des extrakorporalen Kreislaufs angeordnet ist. Vorzugsweise erfolgt die Flussumkehr möglichst in der Nähe der Fistel, d. h. stromaufwärts der im extrakorporalen Kreislauf angeordneten arteriellen Pumpe und stromabwärts der üblicherweise im extrakorporalen Kreislauf einer Blutbehandlungsvorrichtung vorhandenen venösen Schlauchklemme, so dass die bei den bekannten Blutbehandlungsvorrichtungen im allgemeinen vorhandenen Sicherheitssysteme verwendet werden können. Messeinrichtungen für die transluminale Konzentrations- oder Temperaturmessungen sind dann vorteilhafterweise auf den fistelseitigen Abschnitten des extrakorporalen Schlauchsystems angeordnet.

Alternativ ist es aber auch möglich, den Blutfluss im gesamten extrakorporalen Kreislauf umzukehren. Hierzu ist die Einrichtung zum Umkehren des Blutflusses derart ausgebildet, dass die Flussrichtung der Blutpumpe im extrakorporalen Kreislauf umschaltbar ist. Vorzugsweise ist eine arterielle und venöse Überwachung von Druck, Luftabscheidung und Leitungsluft im extrakorporalen Kreislauf vorgesehen.

Die beanspruchte Vorrichtung und ihre Verwendung in einer Blutbehandlungsvorrichtung erlaubt nicht nur die Bestimmung der kardiopulmonären Rezirkulation, sondern auch die Ermittlung weiterer relevanter hämodynamischer Parameter, wie der Fistelfluss und das Herzminutenvolumen während einer extrakorporalen Blutbehandlung.

Nachfolgend werden unter Bezugnahme auf die Zeichnungen zwei Ausführungsbeispiele der Erfindung näher erläutert.

Es zeigen:

Fig. 1 die Vorrichtung zur Ermittlung hämodynamischer Parameter zusammen mit den wesentlichen Komponenten einer Hämodialysevorrichtung in schematischer Darstellung und

Fig. 2 eine zweite Ausführungsform der Vorrichtung.

In Fig. 1 ist die Vorrichtung zur Ermittlung hämodynamischer Parameter zusammen mit einer Hämodialysevorrichtung dargestellt. Nachfolgend wird die Vorrichtung als separate Baugruppe beschrieben. Sie kann aber auch Bestandteil der Hämodialysevorrichtung sein, zumal einige ihrer Komponenten in den bekannten Hämodialysevorrichtungen bereits vorhanden sind. Die Hämodialysevorrichtung besteht im wesentlichen aus einem Dialysierflüssigkeitsteil 1 und einem extrakorporalen Blutkreislauf 2, zwischen denen sich ein Dialysator 3 mit einem Dialysierflüssigkeitskompartiment 4 und einem Blutkompartiment 5 befindet. Der Dialysierflüssigkeitsteil 1 weist eine volumetrische Bilanziereinrichtung bekannten Aufbaus auf. Die bekannten mit dem Eingang und Ausgang des Dialysierflüssigkeitskompartiments in Verbindung stehenden Komponenten 6 des Dialysierflüssigkeitsteils 1 sind in Fig. 1 nur andeutungsweise dargestellt. Die Steuereinheit für die einzelnen Komponenten ist in Fig. 1 mit dem Bezugszeichen 7 versehen.

Der extrakorporale Kreislauf umfasst eine erste Blutleitung, die einerseits mit dem arteriellen, stromaufwärts gelegenen Teil 9 der Fistel 10 des Patienten und andererseits mit dem Einlass 5 min des Blutkompartments 5 des Dialysators 3 in Fluidverbindung steht und eine zweite Blutleitung, die einerseits mit dem Auslass 5 min min des Blutkompartments 5 und andererseits mit dem venösen Teil 12 der Fistel 10 in Fluidverbindung steht. Bei normalem Blutfluss bildet die erste Leitung den arteriellen Zweig, d. h. den Zweig, der Blut zum Dialysator führt, und die zweite Leitung den venösen Zweig, d. h. den Zweig, der Blut vom Dialysator zum Patienten führt. In der ersten Leitung 8 des extrakorporalen Kreislaufs bei normaler Strömungsrichtung stromauf des Dialysators ist eine Blutpumpe 13 angeordnet. Bei normaler Strömungsrichtung gelangt das dem arteriellen Teil 9 der Fistel 10 entnommene Blut 13 des Patienten über den arteriellen Zweig 8 des extrakorporalen Kreislaufs 2 in das Blutkompartiment 5 und wird über den venösen Zweig 11 wieder in den venösen Teil 12 der Fistel 10 zurückgeführt.

Die Vorrichtung zum Ermitteln hämodynamischer Parameter weist eine in den extrakorporalen Kreislauf geschaltete Einrichtung 14 zum Umkehren des Blutflusses auf. Die Einrichtung 14 zum Umkehren des Blutflusses ist in der in Fig. 1 gezeigten Ausführungsform eine elektromagnetisch betätigbare Schaltanordnung mit zwei Eingängen 15, 15 min und zwei Ausgängen 16, 16 min, wobei die Eingänge mit den zum Patienten führenden Teilen der ersten und zweiten Blutleitung und die Ausgänge mit den zum Dialysator 3 führenden Teilen der ersten und zweiten Blutleitung verbunden sind. Die Schalteinrichtung 14 ist derart ausgebildet, dass entweder der erste Eingang 15 mit dem ersten Ausgang 16 und der zweite Eingang 15 min mit dem zweiten Ausgang 16 min oder dass der erste Eingang 15 mit dem zweiten Ausgang 16 min und der zweite Eingang 15 min mit dem ersten Ausgang 16 verbunden werden kann. Nach Betätigen der Einrichtung 14 zum Umkehren des Blutflusses, steht der Blut vom Dialysator 3 führende venöse Zweig 11 min mit dem arteriellen Teil 9 der Fistel 10 und der Blut zum Dialysator 3 führende Zweig 8 min mit dem venösen Teil 12 der Fistel 10 in Fluidverbindung. Die Steuerung der Einrichtung 14 zum Umkehren des Blutflusses erfolgt durch eine Steuereinheit 17 über eine Steuerleitung 18.

Die Vorrichtung weist ferner einen in der ersten Leitung und einen in der zweiten Leitung des extrakorporalen Kreislaufs 2 angeordneten Sensor 19, 20 zum Messen der Konzentration einer in den extrakorporalen Kreislauf infundierten Indikatorlösung auf, die sich von Blut in ihren akustischen Eigenschaften unterscheidet. Die Sensoren 19, 20 in bekannter Bauart basieren auf einem Ultraschall-Messverfahren. Es wird die Ausbreitungsgeschwindigkeit von Ultraschall im Blut bestimmt und aus der Änderung der Ausbreitungsgeschwindigkeit auf eine Änderung der Konzentration der Indikatorlösung im Blut geschlossen. Die Ultraschall-Sensoren 19, 20 sind über Datenleitungen 21 mit einer Speicher- und Recheneinheit 22 verbunden, die über eine Steuerleitung 23 mit der Steuereinheit 17 in Verbindung steht.

Die Vorrichtung zum Ermitteln hämodynamischer Parameter umfasst ferner eine Einrichtung 24 zum automatischen Zugeben einer vorbestimmten Menge von Dialysat als Indikatorlösung in den extrakorporalen Kreislauf 2. Diese Einrichtung ist einerseits über eine Steuerleitung 25 mit der Steuereinheit 17 verbunden und steht andererseits über eine Steuerleitung 26 mit der Steuereinheit 7 der Hämodialysevorrichtung in Verbindung. Die Einrichtung 24 zum automatischen Infundieren der Indikatorlösung ist derart an die Steuereinheit 7 der Hämodialysevorrichtung gekoppelt, dass der Dialysatrückfluss aus dem Dialysator 3 kurzfristig vermindert oder ganz unterbrochen wird, so dass über einen hydrostatischen Druckanstieg im Dialysierflüssigkeitsteil 1 ein durch die volumetrische Bilanziereinrichtung 6 genau bemessenes Dialysatvolumen in den extrakorporalen Kreislauf infundiert wird. Das rückfiltrierte Dialysatvolumen führt je nach Schaltzustand der Einrichtung 14 im venösen Zweig 11 bzw. 11 min des extrakorporalen Kreislaufs zu einer Konzentrationsänderung, die mit den Sensoren 20 bzw. 19 erfasst wird.

Das rückfiltrierte Volumen bewirkt bei unverändertem Blutfluss eine Blutfluss- und Druckerhöhung im venösen Zweig 11 des extrakorporalen Kreislaufs 2 und bei Flussumkehr eine Blutfluss- und Druckerhöhung in dem Zweig 11 min des extrakorporalen Kreislaufs 2, der vom Auslass 5 min min des Blutkompartments 5 des Dialysators 3 über den Ausgang 16 min und den Eingang 15 der Einrichtung 14 mit dem arteriellen Teil 9 der Fistel 10 in Verbindung steht. Da die Erhöhung des Blutflusses die Rezirkulationsverhältnisse im Gefäßzugang verändern kann, wird der extrakorporale Blutfluss vorzugsweise um das Mass der Injektionsrate abgesenkt. Dies erfolgt durch entsprechende Ansteuerung der Blutpumpe 13 durch die Steuereinheit 17 der Hämodialysevorrichtung während der Rückfiltration von Dialysat.

Im fistelseitigen Teil der ersten und zweiten Blutleitung befinden sich jeweils eine arterielle und venöse Druckmessenrichtung, eine arterielle und venöse Luftabscheidungskammer, ein arterieller und venöser Luftdetektor und eine arterielle und venöse Schlauchklemme, um den extrakorporalen Kreislauf bei Bedarf sofort vom Patienten trennen zu können. Diese wegen der Umkehrung des Blutflusses sowohl im venösen als auch im arteriellen Zweig angeordneten Überwachungs- und Sicherheitseinrichtungen 26, 27 sind in Fig. 1 nur schematisch angedeutet.

Die Luftabscheidekammern erlauben einen Blutfluss in beiden Richtungen. Diese können z. B. als modifizierte Tropfkammern ausgebildet sein, deren Ein- und Auslassrohre unter dem Flüssigkeitsspiegel angeordnet sind. Der Füllstand der Kammern wird vorzugsweise mittels einer Überwachungseinrichtung 28 überwacht. Prinzipiell können die arteriellen und venösen Ultraschall-Sensoren 19, 20 zur Erkennung von Luft eingesetzt werden. Bei einer derartigen Ausführungsform ist es nicht erforderlich, im extrakorporalen Kreislauf separate Luftdetektoren vorzusehen. Anstelle des Einbaus einer separaten Schlauchklemme in die erste Leitung des extrakorporalen Kreislaufs der Hämodialysevorrichtung ist es auch möglich, bei Bedarf die Blutpumpe 13 in Okklusionsstellung anzuhalten.

Die erfindungsgemässe Vorrichtung zur Ermittlung hämodynamischer Parameter beruht auf dem folgenden Messverfahren:

Ändert sich die Konzentration der Indikatorlösung bei normaler Flussrichtung im venösen Zweig 11 des extrakorporalen Kreislaufs 2 aufgrund der Rückfiltration von Dialysat von Caus(0) nach Caus(1), dann kommt es im arteriellen Zweig 8 des extrakorporalen Kreislaufs 2 je nach Rezirkulation, d. h. lokaler Fistelrezirkulation und kardiopulmonärer Rezirkulation, Fistelfluss und Blutfluss zu einer entsprechenden Konzentrationsänderung von Cein(0) nach Cein(1). Bei normaler Durchströmung wird der Ausstrom von Indikator vom extrakorporalen Kreislauf 2 in die Fistel 10 durch den Sensor 20 und der Einstrom rezirkulierenden Indikators von der Fistel in den extrakorporalen Kreislauf 2 durch den Sensor 19 aufgezeichnet. Bei Flussumkehr sind die Aufgaben der Sensoren 19 und 20 bezüglich der Messung von Ein- und Ausstrom von Indikator vertauscht, sofern sich diese wie in Abb. 1 dargestellt ist, auf patientenseitigen Abschnitten des durch die Umschaltvorrichtung 14 geteilten extrakorporalen Kreislaufs 2 befinden.

Das Verhältnis der Konzentrationsänderungen im Ein- und Ausstrom des extrakorporalen Kreislaufs 2 wird mit Rezirkulationsfraktion bezeichnet:
EMI16.1

Analog zu den bekannten Verfahren, kann die Rezirkulationsfraktion aus dem Quotienten der Indikatormenge, die der Fistel an der Stelle 9 (bzw. 12 bei Umkehrung der Flussrichtung) mit dem extrakorporalen Blutfluss entnommen wird, und der Indikatormenge, die an der Stelle 12 (bzw. 9 bei Umkehrung der Flussrichtung) in die Fistel zurückfließt, durch Integration der zeitabhängigen Konzentrationskurven bestimmt werden. Unter der Annahme, dass sich Fistelfluss Q_{fi} und Herzminutenvolumen HMV während einer kurzen Beobachtungszeit von ca. 10 Minuten nicht wesentlich ändern, wird die kardiopulmonäre Rezirkulation CPR in zwei aufeinanderfolgenden Rezirkulationsmessungen ermittelt, wobei die erste Messung bei normalem (Index n) extrakorporalen Blutfluss $Q_{b,n}$ und die zweite Messung bei umgekehrtem (Index x) und vorzugsweise (aber nicht notwendigerweise) gleich grossem Blutfluss $Q_{b,x}$ erfolgt. Aus der Rezirkulationsfraktion (R_n) bei normalem Blutfluss und der Rezirkulationsfraktion R_x bei umgekehrtem Blutfluss sowie den Werten für die beiden Blutflüsse ($Q_{b,n}$ und $Q_{b,x}$) wird die kardiopulmonäre Rezirkulation CPR wie folgt berechnet:
EMI17.1

Mit Kenntnis der kardiopulmonären Rezirkulation, der Rezirkulationsfraktion und dem Blutfluss bei umgekehrter Flussrichtung wird aus der folgenden Gleichung der Fistelfluss Q_{fi} ermittelt:
EMI17.2

Alternativ kann der Fistelfluss Q_{fi} aus der Rezirkulationsfraktion und dem Blutfluss bei normaler Flussrichtung nach der folgenden Gleichung ermittelt werden:
EMI17.3

Wenn die bei umgekehrter Flussrichtung mit den Sensoren 19, 20 registrierte Dilutionskurve keine Anteile aus kardiopulmonärer Rezirkulation enthält, wie zum Beispiel für rasche Transienten, und die Dilutionskurve nur bis zu jenem Zeitpunkt, da der kardiopulmonär rezirkulierende Indikatoranteil an der Messeinrichtung eintrifft, ausgemessen wird, dann vereinfacht sich Gl. 4 folgendermassen:
EMI18.1

Mit Kenntnis der kardiopulmonären Rezirkulation CPR und des Fistelflusses Q_{fi} wird das Herzminutenvolumen HMV nach Gl. 1 wie folgt berechnet:
EMI18.2

Die oben angegebenen Gleichungen 3 bis 5 gelten nur für den Fall, dass bei normalem Blutfluss keine lokale Fistelrezirkulation auftritt, d. h. $Q_b, n @ Q_f$ ist.

Die Plausibilität der berechneten Werte kann vorzugsweise folgendermassen überprüft werden: Ist die gemessene Rezirkulationsfraktion bei umgekehrter Flussrichtung grösser als ein vorzugsweise vorgegebener Grenzwert, dann wird CPR, Q_f und HMV nicht nach obigen Gleichungen berechnet. Eine näherungsweise Berechnung von Q_f erfolgt nach Gl. 6. Die Messung der Rezirkulationsfraktion bei normaler Flussrichtung (R_n) wird in diesem Fall mit einem Blutfluss, der kleiner als der nach Gl. 6 geschätzte Fistelfluss ist, wiederholt. Günstigerweise liegt der Grenzwert R_x bei 0.5, da ab diesem Wert für den selben Blutfluss bei normaler Flussrichtung ($Q_b, n=Q_b, x$) bereits lokale Fistelrezirkulation angenommen werden kann. Unter diesen Voraussetzungen sind obige Gl. 3 bis Gl. 5 nur bedingt gültig.

Die Vorrichtung zur Ermittlung der kardiopulmonären Rezirkulation CPR, des Fistelflusses Q_f und des Herzminutenvolumens HMV arbeitet wie folgt.

Zunächst steuert die Steuereinheit 17 die Einrichtung 24 zum Zugeben einer Indikatorlösung an, so dass eine vorbestimmte Menge von Dialysat als Indikatorlösung durch den Dialysator 3 in den extrakorporalen Kreislauf 2 infundiert wird. Der venöse Ultraschall-Sensor 20 erfasst in vorgegebenen Intervallen die auf die Rückfiltration von Dialysat zurückzuführende Konzentrationsänderung $C_{aus}(0) - C_{aus}(1)$ im venösen Zweig 11 des extrakorporalen Kreislaufs. Der arterielle Ultraschall-Sensor 19 erfasst ebenfalls in vorgegebenen Intervallen die Konzentrationsänderung $C_{ein}(0) - C_{ein}(1)$ im arteriellen Zweig 8 des extrakorporalen Kreislaufs 2, die auf den Dilutionssprung im venösen Zweig 11 zurückzuführen ist. Die ermittelten Werte werden in der Speicher- und Recheneinheit 22 gespeichert, über die Dauer des Dilutionstransienten integriert, und aus den gespeicherten Werten beziehungsweise aus den Flächen der detektierten Dilutionspeaks und/oder Indikator Mengen wird in der Speicher- und Recheneinheit die Rezirkulationsfraktion R_n bei normalem Blutfluss nach Gl. 2 berechnet und gespeichert. Daraufhin steuert die Steuereinheit 17 die Einrichtung 14 zum Umkehren des Blutflusses an. Die oben beschriebene Aufnahme der Messwerte mittels der Ultraschall-Sensoren 19, 20 erfolgt nun bei umgekehrtem Blutfluss, wobei unter diesen Bedingungen der Sensor 19 den Rückfluss des Indikators vom extrakorporalen Kreislauf in den Teil 9 der Fistel 10 aufzeichnet, und der Sensor 20 den Einstrom rezirkulierender Anteile des Indikators aus dem Teil 12 der Fistel 10 in den extrakorporalen Kreislauf 2 registriert. Aus den in vorgegebenen Intervallen gemessenen Konzentrationsänderungen werden in der Speicher- und Recheneinheit 22 die Konzentrationsänderungen gespeichert, über die Dauer des Dilutionstransienten integriert und aus der Konzentrationsänderung bzw. aus den Flächen der detektierten Dilutionspeaks und/oder Indikator Mengen die Rezirkulationsfraktion R_x bei umgekehrtem Blutfluss nach Gl. 2 berechnet und gespeichert. Aus den gespeicherten Rezirkulationsfraktionen R_n, R_x bei normalem und umgekehrtem Blutfluss wird anschliessend in der Speicher- und Recheneinheit 22 die kardiopulmonäre Rezirkulation CPR nach Gl. 3 ermittelt. Anschliessend werden der Fistelfluss Q_f und das Herzminutenvolumen HMV nach den Gl. 3 bis Gl. 6 und Gl. 1 bestimmt. Die ermittelten hämodynamischen Parameter werden auf einer in Fig. 1 nicht dargestellten Anzeigeeinheit zur Anzeige gebracht.

Während der Messungen wird der Druck im arteriellen und venösen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs 2 mittels der arteriellen und venösen Druckmesseinrichtungen 26, 27 vor und nach der Betätigung der Einrichtung 14 zum Umkehren des Blutflusses bei gleichem extrakorporalem Fluss Q_b gemessen und die Messwerte von der Überwachungseinrichtung 28 ausgewertet. Für den Fall, dass der von der Druckmesseinrichtung 27 gemessene arterielle Druck bei umgekehrtem Blutfluss niedriger ist als der bei gleich grossem normalem Blutfluss von der Druckmesseinrichtung 26 gemessene arterielle Druck, und der von der Druckmesseinrichtung 26 gemessene venöse Druck bei umgekehrtem Blutfluss höher ist als der bei gleich grossem normalem Blutfluss von der Druckmesseinrichtung 27 gemessene venöse Druck, so erzeugt die Überwachungseinrichtung 28 ein Alarmsignal. In diesem Fall kann auf ein mechanisches Strömungshindernis in der Fistel 10, das zwischen den Punktionsstellen 9 und 12 liegt, geschlossen werden, so dass der ermittelte Fistelfluss Q_f zu korrigieren ist.

Ist die gemessene Rezirkulationsfraktion bei umgekehrter Flussrichtung grösser als ein vorzugsweise vorgegebener Grenzwert, dann wird CPR, Q_f und HMV nicht nach obigen Gleichungen berechnet. Eine näherungsweise Berechnung von Q_f erfolgt nach Gl. 6. Die Messung der Rezirkulationsfraktion bei normaler Flussrichtung (R_n) wird in diesem Fall mit einem Blutfluss, der kleiner als der nach Gl. 6 geschätzte Fistelfluss ist, wiederholt.

Die in Fig. 2 gezeigte Ausführungsform der Vorrichtung zur Ermittlung hämodynamischer Parameter unterscheidet sich von dem unter Bezugnahme auf das in Fig. 1 beschriebene Ausführungsbeispiel dadurch, dass die Einrichtung zum Umkehren des Blutflusses eine Schalteinrichtung 29 ist, die die Flussrichtung der im extrakorporalen Kreislauf 2 angeordneten Blutpumpe umkehrt. Hierzu ist die

Einrichtung 29 über eine Steuerleitung 30 mit der Steuereinheit 7 der Hämodialysevorrichtung verbunden, die die Blutpumpe 13 über die Steuerleitung 33 entsprechend ansteuert. Ferner sind anstelle der Ultraschall-Sensoren Temperaturfühler 31, 32 in der ersten und zweiten Blutleitung des extrakorporalen Kreislaufts 2 vorgesehen. Anstelle einer Rückfiltration von Dialysat als Indikatorlösung wird bei der Ausführungsform gemäss Fig. 2 mittels der Einrichtung 24 zum Ändern der physikalisch-chemischen Eigenschaft eine Temperaturänderung im Dialysierflüssigkeitskreislauf 1 erzeugt, die sich bei normalem Blutfluss auf das Blut in der zweiten Leitung des extrakorporalen Kreislaufts 2, die bei normalem Blutfluss den venösen Zweig 11 bildet und bei umgekehrtem Blutfluss auf das Blut in der ersten Leitung des extrakorporalen Kreislaufts überträgt, die bei umgekehrtem Blutfluss den venösen Zweig 11 bildet. Infolge der Rezirkulation kommt es bei normalem und umgekehrtem Blutfluss zu einer Veränderung der Temperatur im arteriellen Zweig 8 bzw. 8 min des extrakorporalen Kreislaufts 2. Aus den Temperaturänderungen im arteriellen Zweig 8 bzw. 8 min des extrakorporalen Kreislaufts 2 bei normalem und umgekehrtem Blutfluss wird die kardiopulmonäre Rezirkulation CPR, der Fistelfluss Q_{fi} und das Herminutenvolumen HMV in analoger Weise wie bei der oben beschriebenen Ultraschall-Dilutionsmessung ermittelt.

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

Haemodynamic parameter measurement equipment for extracorporeal blood circulation appts.

Claims of DE19528907

1. Vorrichtung zur Ermittlung hämodynamischer Parameter während einer extrakorporalen Blutbehandlung mit einer Blutbehandlungsvorrichtung, bei der Blut über einen arteriellen Zweig (8, 8 min) des extrakorporalen Kreislaufs (2), der mit dem einen Teil (9, 12) einer Fistel (10) in Fluidverbindung steht, in einen Dialysator (3) oder Filter gelangt und über den venösen Zweig (11, 11 min) des extrakorporalen Kreislaufs (2), der mit dem anderen Teil (12, 9) der Fistel (10) in Fluidverbindung steht zurückgeführt wird, mit einer Einrichtung (14, 29) zum Umkehren des Blutflusses im extrakorporalen Kreislauf (2), derart, dass bei normalem Blutfluss der arterielle Zweig (8) des extrakorporalen Kreislaufs mit dem arteriellen Teil (9) der Fistel (10) in Fluidverbindung steht und der venöse Zweig (11) des extrakorporalen Kreislaufs (2) mit dem venösen Teil (12) der Fistel in Fluidverbindung steht und dass bei umgekehrtem Blutfluss der arterielle Zweig (8 min) des extrakorporalen Kreislaufs (2) mit dem venösen Teil (12) der Fistel in Fluidverbindung steht und der venöse Zweig (11 min) des extrakorporalen Kreislaufs mit dem arteriellen Teil (9) der Fistel (10) in Fluidverbindung steht, einer Einrichtung (24) zum Verändern einer physikalischen oder chemischen Kenngröße des Blutes in dem Zweig (11, 11 min) des extrakorporalen Kreislaufs, der vor oder nach der Umkehrung des Blutflusses den venösen Zweig bildet, einer Messeinrichtung (19; 19, 20) zum Messen der physikalischen oder chemischen Kenngröße in dem Zweig (8, 8 min) des extrakorporalen Kreislaufs, der vor bzw. nach der Umkehrung des Blutflusses den arteriellen Zweig bildet, einer Steuereinheit (17), die mit der Einrichtung (24) zum Verändern der physikalischen oder chemischen Kenngröße und der Einrichtung (14, 29) zum Umkehren des Blutflusses derart gekoppelt ist, dass eine Änderung der physikalischen oder chemischen Kenngröße des Blutes im arteriellen Zweig (8, 8 min) des extrakorporalen Kreislaufs (2), die auf die Änderung der physikalischen oder chemischen Kenngröße des Blutes im venösen Zweig (11, 11 min) des extrakorporalen Kreislaufs zurückzuführen ist, vor und nach der Betätigung der Einrichtung (14, 29) zum Umkehren des Blutflusses im extrakorporalen Kreislauf (2) messbar ist, einer Speicher- und Recheneinheit (22), die derart ausgebildet ist, dass die Rezirkulationsfraktion (R_n) durch Bildung des Quotienten aus der Änderung der physikalischen oder chemischen Kenngröße im arteriellen Zweig (8) des extrakorporalen Kreislaufs (2) und der Änderung der physikalischen oder chemischen Kenngröße im venösen Zweig (11) des extrakorporalen Kreislaufs (2) vor der Umkehrung des Blutflusses im extrakorporalen Kreislauf und die Rezirkulationsfraktion (R_x) durch Bildung des Quotienten aus der Änderung der physikalischen oder chemischen Kenngröße im arteriellen Zweig (8 min) des extrakorporalen Kreislaufs (2) und der Änderung der physikalischen oder chemischen Kenngröße im venösen Zweig (11 min) des extrakorporalen Kreislaufs (2) nach der Umkehrung des Blutflusses im extrakorporalen Kreislauf berechenbar ist und dass aus den ermittelten Rezirkulationsfraktionen (R_n , R_x) bei normalem und umgekehrtem Blutfluss (Q_b , n und Q_b , x) die kardiopulmonäre Rezirkulation (CPR) berechenbar ist.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass eine weitere Messeinrichtung (19; 19, 20) zum Messen der physikalischen oder chemischen Kenngröße in dem Zweig (11, 11 min) des extrakorporalen Kreislaufs (2) vorgesehen ist, der vor bzw. nach der Umkehrung des Blutflusses den venösen Zweig bildet.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die vor und nach Flussumkehr im venösen Zweig (11, 11 min) des extrakorporalen Kreislaufs (2) veränderbare physikalische oder chemische Kenngröße des Blutes die Konzentration (C) einer Indikatorlösung ist.
4. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Indikatorlösung eine sich in ihren akustischen Eigenschaften von Blut unterscheidende Lösung ist.
5. Vorrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Messeinrichtung (19, 20) eine Ultraschall-Messeinrichtung ist, die eine Konzentrationsänderung der Indikatorlösung im Blut durch die Veränderung der Ausbreitungsgeschwindigkeit von Ultraschall erfasst.
6. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1-5, dadurch gekennzeichnet, dass die Einrichtung (24) zum Verändern der physikalischen oder chemischen Kenngröße des Blutes derart ausgebildet ist, dass der Transmembrandruck im Dialysierflüssigkeitsteil (1) der Blutbehandlungsvorrichtung veränderbar ist, so

dass als Indikatorlösung eine vorbestimmte Menge von Dialysat durch Rückfiltration in den extrakorporalen Kreislauf (2) einbringbar ist.

7. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die vor und nach Flussumkehr im venösen Zweig (11, 11 min) des extrakorporalen Kreislaufs (2) veränderbare physikalische oder chemische Kenngrösse des Bluts die Bluttemperatur ist.

8. Vorrichtung nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, dass die Einrichtung (24) zum Verändern der physikalischen oder chemischen Kenngrösse derart ausgebildet ist, dass im Dialysierflüssigkeitskreislauf (1) der Blutbehandlungsvorrichtung eine Temperaturänderung initiierbar ist.

9. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1-8, dadurch gekennzeichnet, dass die Einrichtung (29 min) zum Umkehren des Blutflusses eine Schalteinrichtung (29) ist, die derart ausgebildet ist, dass die Flussrichtung der im extrakorporalen Kreislauf (2) angeordneten Blutpumpe (13) der Blutbehandlungsvorrichtung umschaltbar ist.

10. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1-8, dadurch gekennzeichnet, dass die Einrichtung (14) zum Umkehren des Blutflusses eine zwei Eingänge (15, 15 min) und zwei Ausgänge (16, 16 min) aufweisende Umschalteneinrichtung (14) ist, die derart in den extrakorporalen Kreislauf (2) geschaltet ist, dass die Eingänge (15, 15 min) mit den zum Patienten führenden Abschnitten der extrakorporalen Zweige und die Ausgänge (16, 16 min) mit den zum Dialysator (3) oder Filter der Blutbehandlungsvorrichtung führenden Abschnitten der extrakorporalen Zweige verbunden sind und dass die Schalteinrichtung derart ausgebildet ist, dass entweder der erste Eingang (15) mit dem ersten Ausgang (16) und der zweite Eingang (15 min) mit dem zweiten Ausgang (16 min), oder dass der erste Eingang (15) mit dem zweiten Ausgang (16 min) und der zweite Eingang (15 min) mit dem ersten Ausgang (16) verbindbar sind.

11. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1-10, dadurch gekennzeichnet, dass die Speicher- und Recheneinheit (17) derart ausgebildet ist, dass aus den bei normaler und umgekehrter Flussrichtung gemessenen Rezirkulationsfraktionen und Blutflüssen der Fistelfluss (Q_{fi}) berechenbar ist.

12. Vorrichtung nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Speicher- und Recheneinheit (17) derart ausgebildet ist, dass aus der ermittelten kardiopulmonären Rezirkulation (CPR) und dem ermittelten Fistelfluss (Q_{fi}) das Herzminutenvolumen (HMV) berechenbar ist.

13. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1-12, dadurch gekennzeichnet, dass im venösen und arteriellen Zweig (11, 11 min ; 8, 8 min) des extrakorporalen Kreislaufs jeweils eine Druckmesseinrichtung (26, 27) vorgesehen ist und dass eine Überwachungseinrichtung (28) vorgesehen ist, die den Druck im venösen und arteriellen Zweig des extrakorporalen Kreislaufs bei normalem und umgekehrtem Blutfluss überwacht und ein Alarmsignal erzeugt, wenn der bei umgekehrtem Blutfluss im arteriellen Zweig (8 min) gemessene arterielle Druck niedriger und der bei umgekehrtem Blutfluss im venösen Zweig (11 min) gemessene venöse Druck höher als bei normalem Blutfluss ist.

14. Verwendung einer Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1-13 in einer Blutbehandlungsvorrichtung.

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide

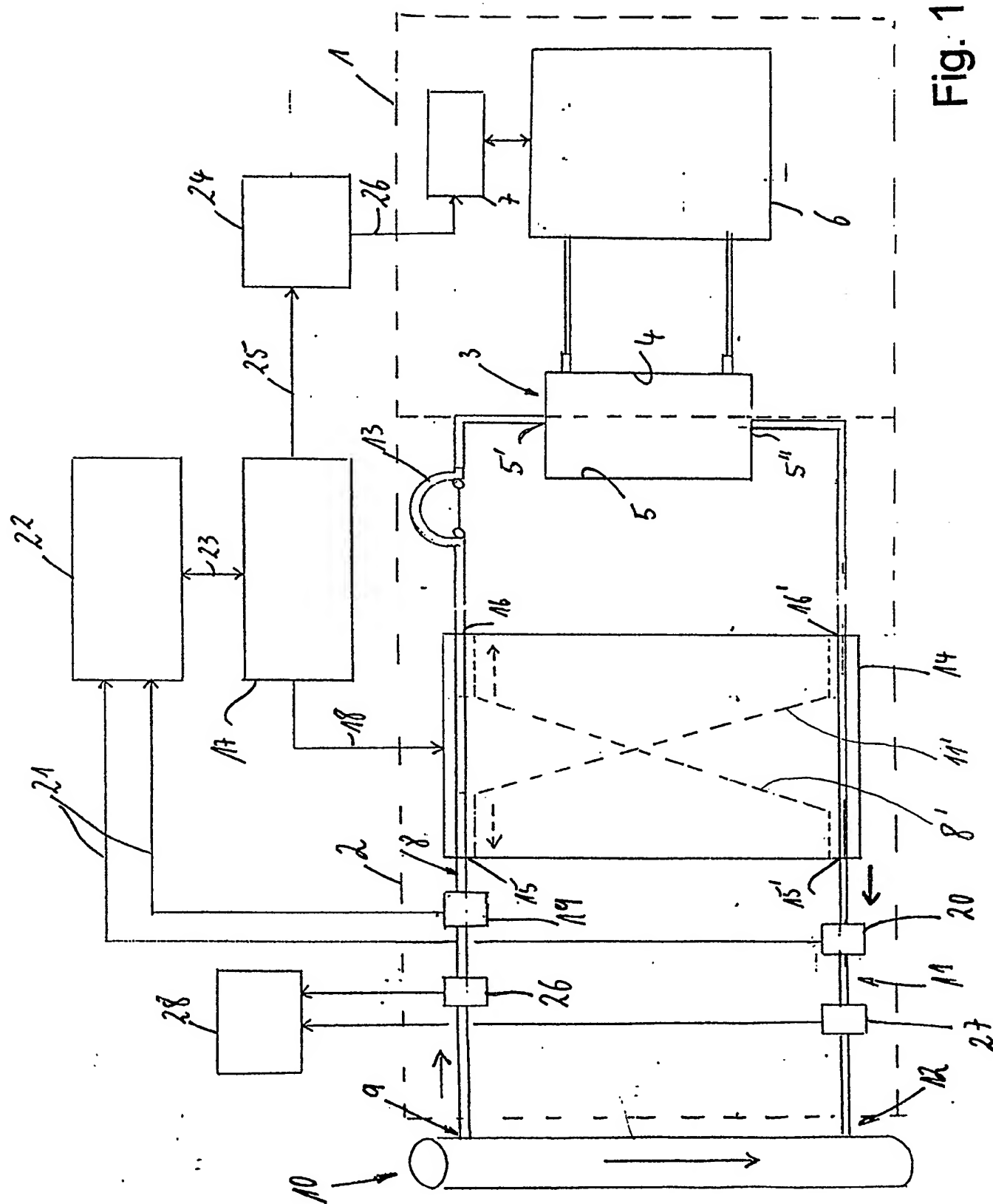


Fig. 1

Fig. 2

